Aus dem Physiologischen Institut der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr. med. Otto H. Gauer)

ÜBER DEN MECHANISMUS VON FLÜSSIGKEITSVERSCHIEBUNGEN ZWISCHEN INTRA- UND EXTRAVASALEM RAUM IM MENSCHEN BEI VERMEHRTER FÜLLUNG DES INTRATHORAKALEN GEFÄSZBEREICHES

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Frank Fischer
aus Dresden

1971

Aus dem Physiologischen Institut der Freien Universität Berlin
(Direktor: Professor Dr. med. Otto H. Gauer)

ÜBER DEN MECHANISMUS VON FLÜSSIGKEITSVERSCHIEBUNGEN ZWISCHEN INTRA- UND EXTRAVASALEM RAUM IM MENSCHEN BEI VERMEHRTER FÜLLUNG DES INTRATHORAKALEN GEFÄSZBEREICHES

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Frank Fischer
aus Dresden

Referent: Professor Dr.med. Otto H. G a u e r
Korreferent: Professor Dr.med. Klaus H i e r h o l z e r

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 23. August 1971

Herrn Prof. Dr. Dr. h. c. H. H. Hilf

Herrn Prof. Dr. W. Niens

gewidmet.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Inhaltsverzeichnis

Seite

1. Einleitung 1

2. Methodik der Untersuchungen

2.1. Hydration der Versuchspersonen 5

2.2. Versuchsaufbau 6

2.3. Verwendete Geräte und durchgeführte Messungen 7

2.4. Versuchsablauf 14

3. Ergebnisse

3.1. Armumfang 19

3.2. Kapillärer Filtrationskoeffizient CFC 27

3.3. Durchblutung 31

3.3.1. Messung mit dem Withney-Gauge 34

3.3.2. O_2- Sättigung im Blut tiefer und oberflächlicher Venen 37

4. Diskussion 38

5. Zusammenfassung 41

6. Literaturverzeichnis 43

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547205_0083

1. Einleitung

Gegenstand der vorliegenden Arbeit sind Beziehungen zwischen Wasserhaushalt und Kreislaufgrößen.
Ca. 85% des Blutvolumens sind im Niederdrucksystem enthalten (15). So fanden Gauer und Henry 1951 eine Beziehung zwischen Urinvolumen und Parametern des Niederdrucksystems: Vergrößerung des Blutvolumens in den besonders dehnbaren intrathorakalen Gefäßen war von Diurese begleitet, Verminderung von Oligurie (13) (14) (15)

Im linken Vorhof wurden Dehnungsrezeptoren nachgewiesen, die die ADH - Ausschüttung beeinflussen (15) (20).

Behn et al. (3) (4) zeigten, daß die bei vermehrter Füllung des intrathorakalen Gefäßbereiches beobachtete Plasmavolumenverminderung nicht allein durch Diurese zu erklären ist, sondern daß zusätzlich eine Flüssigkeitsverschiebung nach extravasal angenommen werden muß.

Damit erhebt sich die Frage nach dem Mechanismus, über den die intrathorakalen Rezeptoren die Flüssigkeitsverteilung zwischen intra- und extravasalem Raum beeinflussen.
Nach Starling ist die Flüssigkeitsverteilung von den Größen der folgenden Gleichung abhängig (30):

$$F = CFC \left(p_c - \pi_{pl} - p_{if} + \pi_{if} \right)$$

Dabei bedeuten:

F Transkapillärer Nettofluß (Filtrationsfluß)

CFC kapillärer Filtrationskoeffizient

p_c hydrostatischer Kapillardruck

π_{pl} kolloidosmotischer Druck im Plasma

p_{if} hydrostatischer Druck im Interstitium

π_{if} kolloidosmotischer Druck im Interstitium

Von diesen Größen werden über Kreislaufreflexe unmittelbar der kapilläre Filtrationskoeffizient CFC und der hydrostatische Kapillardruck p_c beeinflußt (30).

Der hydrostatische Kapillardruck p_c ist abhängig vom Verhältnis post- zu präkapillärem Widerstand:

$p_c = f(\frac{r_v}{r_a})$ (30). (f(x) bedeutet Funktion von x.)

Nahezu jede Änderung des Gefäßtonus ändert auch das Verhältnis $\frac{r_v}{r_a}$ (29); Vasodilation kann über einen Anstieg von $\frac{r_v}{r_a}$ ein Ansteigen des hydrostatischen Kapillardruckes p_c und damit eine Vergrößerung des transkapillären Nettoflusses F bewirken (29) (31) (34). Bei den Versuchen zu dieser Arbeit wurde deshalb Durchblutung und Umfangsänderung eines definierten Abschnittes am Unterarm gemessen. Eine Durchblutungsänderung kann Ausdruck eines thermoregulatorischen Vorganges sein, der vorwiegend die Haut betreffen würde (16). Um zwischen Hautdurchblutung und Durchblutung der tieferen Schichten unterscheiden zu können, wurde die O_2- Sättigung im Blut oberflächlicher und

tiefer Venen bestimmt (39).

So wie der hydrostatische Kapillardruck p_c unterliegt auch der kapilläre Filtrationskoeffizient CFC dem Einfluß vasomotorischer Reflexe: er ist abhängig vom Tonus der präkapillären Sphinkteren. während der Versuche wurde die Größe des kapillären Filtrationskoeffizienten CFC gemessen.

Die Flüssigkeitsverteilung zwischen intra- und extravasal ist weiterhin abhängig vom hydrostatischen Druck im Interstitium p_{if}, der seinerseits abhängig ist von der absoluten Größe des Extrazellulärraumes EZR (18) .
In Anlehnung an vorangegangene Arbeiten (3) (44) wurden die Versuchspersonen durch unterschiedliche Wasserzufuhr für die Versuche vorbereitet. Über die Größe des EZR konnte dadurch der interstitielle Druck p_{if} beeinflußt und so zwei unterschiedliche Ausgangsbedingungen für die Versuche geschaffen werden.

Der transkapilläre Nettofluß endlich ist eine Funktion der kolloidosmotischen Drucke im Interstitium und im Plasma, letzterer scheint sich bei vermehrter Füllung des intrathorakalen Gefäßbettes nicht zu verändern (41).

Bei den Überlegungen zu der vorliegenden Arbeit wurde angenommen, daß π_{if} und π_{pl} während der Versuche im wesentlichen unverändert bleiben.

Eine vermehrte Füllung des intrathorakalen Gefäßbereiches wurde durch Immersion in ein thermoindifferentes Vollbad erreicht (42) (43).

2. Methodik der Untersuchungen

2.1. Vorbereitung der Versuchspersonen

Die Untersuchungen wurden an 11 männlichen Studenten durchgeführt, wobei 9 Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") und 7 Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert") angehörten (5Vp gehörten beiden Gruppen an).

Den Personen der Gruppe I - "dehydriert" - wurde für den Vortag die Anweisung gegeben, sich wie gewohnt zu ernähren. Die Flüssigkeitsaufnahme betrug 0,5 ltr. Während der Versuche fand keine Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme statt.

Die Versuchspersonen der Gruppe II - "hydriert" - bekamen die Anweisung, am Vortag zusätzlich zu ihrer gewohnten Nahrungs- und Flüssigkeitsmenge 2,5 ltr. alkohol- und coffeinfreie Flüssigkeit zu sich zu nehmen. Während der Versuche tranken diese Versuchspersonen 100 ml Leitungswasser pro Stunde, bekamen jedoch wie die Gruppe I keine Nahrung.

2.2. Versuchsaufbau

Die Versuchspersonen lagen auf einer Stahlrohrliege, die mit einem Kunststoffnetz bespannt war. Auf beiden Seiten der Liege waren Armstützen angebracht, die in weitem Bereich stufenlos verstellbar waren (5 Freiheitsgrade). Der rechte Unterarm der Versuchspersonen (bei drei Versuchspersonen mußte der linke Unterarm verwendet werden) bildete dabei mit der Horizontalen einen Winkel von ca. 33 Grad (± ca. 5 Grad), was einer Höhe des distalen Ulnaköpfchens (caput ulnae) über dem Sternum der Versuchspersonen von ca. 14 cm entsprach. Außerdem lag der Kopf der Versuchspersonen in einer verstellbaren Kopfstütze. In dieser Lage blieben alle Versuchspersonen während der Versuchsdauer mit ausreichender Bequemlichkeit.

Zum Transport der Versuchspersonen samt Liege in das Wasserbad stand ein Flaschenzug zur Verfügung, so daß die Versuchspersonen ihre Lage nicht zu verändern brauchten.

Die meisten Meß- und Registriergeräte sowie Steuerelemente waren auf einem Tisch angeordnet. Dadurch konnte der Versuchsablauf von einer Stelle aus überwacht und gesteuert werden.

2.3. Verwendete Geräte und durchgeführte Messungen.

Als Registriergerät wurde ein UV-Galvanometer-Oszillograph (CEC Recording Oszillograph Galvomat Type 5-124) verwendet. Das UV-Licht-empfindliche Registrierpapier der Firma Kodak hatte die Typenbezeichnung "Linagraph Direct Print Paper Type 1843 Standard Spec. 111".

Im Registriergerät "Galvomat" ist der Meßteil (Galvanometerschleifen) Niederspannungsteil. Er ist vom Netzspannungsteil (Hg-Dampflampe, Zündeinrichtung, Papiertransport u.a.) vollständig getrennt. Diese Konstruktion wurde anderen aus Sicherheitsgründen vorgezogen. Als zusätzliche Sicherheitsmaßnahme erfolgte der Netzanschluß des Registriergerätes über einen handelsüblichen Trenntransformator. Dadurch wurde die Verbindung des einen Netzpoles zur Erde unterbrochen; bei Berührung mit Netzspannung führenden Teilen wäre die Versuchsperson kein Teil der Kurzschlußleitung geworden.

Ebenfalls aus Sicherheitsgründen wurden sämtliche Meßelemente mit Batteriestrom gespeist. Zwei Autobatterien (Bosch, 6V, 66 Ah) gaben die Spannung für alle Druckmessungen und für die Umfangsmessung. Die Temperatursonde wurde mit einer Trockenbatterie (3V) betrieben.

Als Staumanschette am Handgelenk wurde eine 10 cm breite Kindermanschette verwendet, die durch Falten auf 5 cm ver-

schmälert wurde. Das Aufblasen und die Druckmessung erfolgte mit einem handelsüblichen Gerät (Sphygmomanometer "Erkameter").

Für den Oberarm wurde eine 12 cm breite Manschette gewählt. Das Aufblasen dieser Manschette erfolgte mit stets dem gleichen Druck von p = 4o mmHg. Druckkonstanz wurde über einen ca. 14o ltr. fassenden Blechtank erreicht, der als Luftreservoir diente. Der Tank war an die hauseigene Druckluftleitung angeschlossen; die überschüssige Luft verließ den Tank gegen den Wasserdruck im Steigrohr (siehe Abb. 1). Der Druck im Tank wurde laufend mit einem Manometer überprüft. Die erreichte Druckkonstanz betrug p = 4o mmHg $\pm$ o,5 mmHg. Über einen Dreiwegehahn konnte die Oberarmmanschette bequem und rasch aufgeblasen bzw. die Luft aus der Manschette abgelassen werden.

Der Druck in der Oberarmmanschette wurde mit einem Quecksilbermanometer (Erkameter) gemessen und gleichzeitig über ein Statham-Element (P23BB, o-5cmHg 12 V max.) mit dem Registriergerät aufgezeichnet.

Weiterhin wurde der Druck in einer oberflächlichen Vene sowie in einer tiefen Vene registriert. Es wurden dazu Statham-Elemente der gleichen Typenbezeichnung wie oben verwendet, außerdem Katheter mit der Bezeichnung: Intravenous Cannula Set "Pink"; O.D. 1,o2 mm; FG 3; Needle Size 17 Gauge; Lengt 16" von der Firma Portex Limited, Hythe, England.

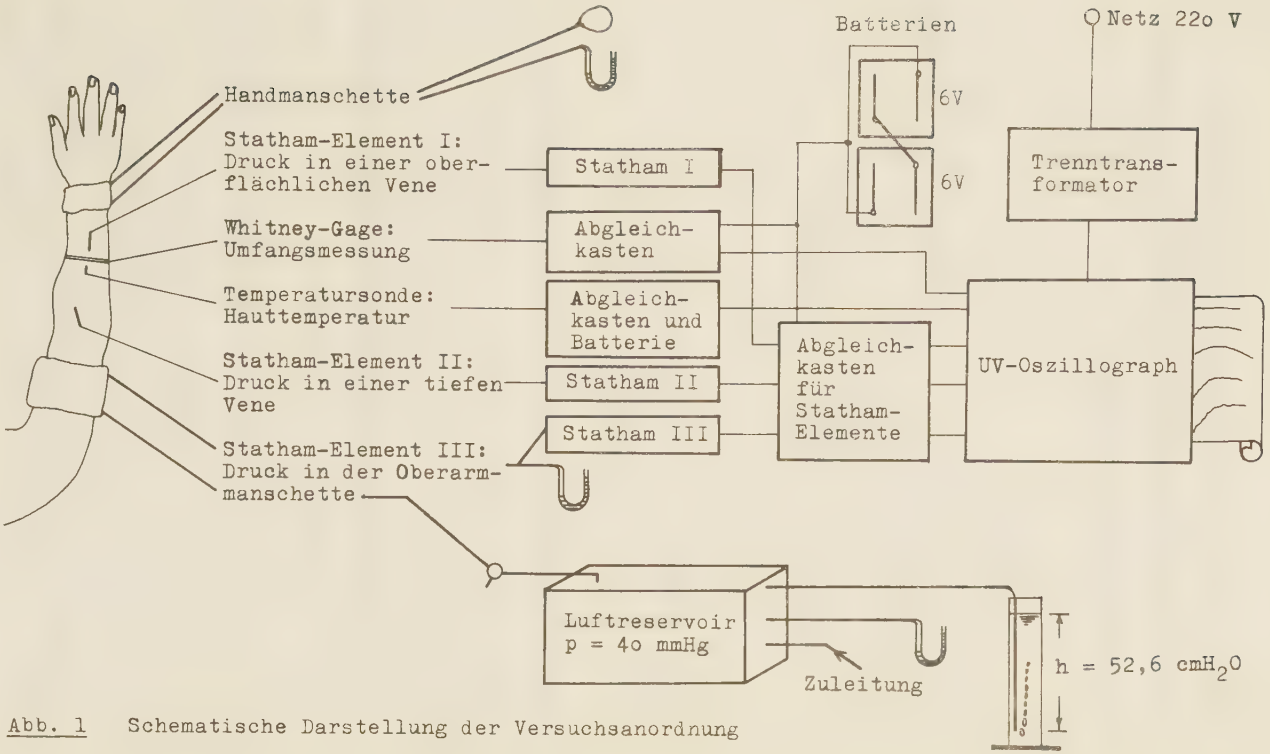
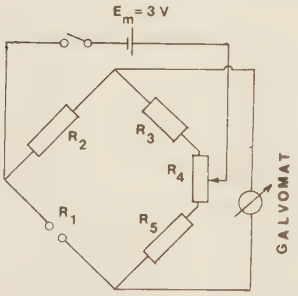


Abb. 1 Schematische Darstellung der Versuchsanordnung

Die Temperatursonde wurde aus einem Meßheißleiter (1 Kilo-Ohm, Firma Siemens) hergestellt. das Schaltbild ist aus Abb. 2 ersichtlich.



R_1 Meßheißleiter 1 Kiloohm
R_2 1 Kiloohm
R_3 500 Ohm
R_4 1 Kiloohm
R_5 500 Ohm

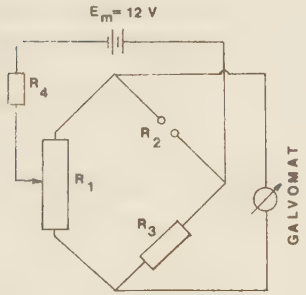
Abb. 2: Schaltbild Temperatursonde

Die Temperatursonde wurde mit Quecksilberthermometern geeicht.

Probleme wie die der vorliegenden Arbeit wurden üblicherweise mit wassergefüllten Plethysmographen untersucht. Dieses Verfahren ist umständlich.

Whitney gab erstmals 1949 (45) eine bequemere Methode an: mercury-in-rubber strain gauge plethysmograph. Es handelt sich um einen mit Quecksilber gefüllten dünnen Gummischlauch, dessen Längenänderung bestimmt wird durch Messung der Änderung des elektrischen Widerstandes im Schlauch. Über Aufbau, Wirkungsweise, erreichbare Genauigkeit, Vergleich

mit der Methode des wassergefüllten Plethysmographen und Fehlermöglichkeiten sei auf die Literatur verwiesen (12) (17) (46). Das elektrische Schaltbild des whitney-Gauges zeigt Abb. 3.



R_1 Potentiometer 1 Kiloohm 10 Windungen
R_2 Whitney-Gauge ca. 1 Ohm
R_3 1 Ohm
R_4 30 Ohm

Abb.3: Schaltbild Whitney-Gauge

Besondere Aufmerksamkeit forderte das Problem der Temperaturempfindlichkeit der Whitney-Gauges. Das von Whitney in (46) beschriebene Gauge besitzt eine Temperaturkompensationsspule. Eine überschlägige Rechnung mit dem Temperaturkoeffizienten des elektrischen Widerstandes für Quecksilber k = o,oo99/ Grad C ergab eine erhebliche Abhängigkeit des Widerstandes von der Temperatur, die berücksichtigt werden muß.

Zur endgültigen Entscheidung, ob bei der verwendeten Versuchsanordnung eine Temperaturkompensationseinrichtung notwendig war oder nicht, wurde folgender Versuch gemacht.

Das Whiney-Gauge wurde auf einen 4o °Celsius warmen Glaskörper montiert (Flasche). Der Umfang des Glaskörpers (ca. 25 cm) entsprach dem Unterarmumfang an der Stelle, an der das Whitney-Gauge üblicherweise montiert wurde. Während der Glaskörper auf Raumtemperatur abkühlte, wurden die Widerstandsänderungen des whitney-Gauges und mit einer Thermistorsonde die Außentemperatur der Flasche registriert. Die Kurven sind in Abb. 4 zu sehen.

Abb. 4: Versuch zur Temperaturabhängigkeit der Umfangsmessung mit dem Whitney-Gauge.

Aus diesen Kurven und der Tatsache, daß die Hauttemperatur während des ganzen Versuchstages nur um max. 2,7 Grad schwankte, geht hervor, daß in unserem Fall eine Temperaturkompensationseinrichtung am Whitney-Gauge nicht notwendig war.

Da während der Versuche die Hauttemperatur am Whitney-Gauge gemessen und registriert wurde, konnte der Meßfehler berechnet werden, der durch die fehlende Temperaturkompensationseinrichtung entstand. Er betrug z.B. für die Werte des kapillären Filtrationskoeffizienten CFC zur Zeit t = - 1,25 h weniger als 4% der angegebenen Werte. Auf eine rechnerische Korrektur der Messungen wurde deshalb verzichtet.

Die O_2- Sättigung im Blut tiefer und oberflächlicher Venen wurde mit dem Gerät "Hemoreflector" MC 1 der Firma Kipp + Zonen aus Delft/Holland nach deren Betriebsanleitung bestimmt (24). Dabei war die von der Blutprobe reflektierte Lichtmenge das Maß für ihren Gehalt an $Hb-O_2$ (Reflexions-Oximetrie).

Die Temperatur des Immersionsbades[1] wurde mit einem Kontaktthermometer konstant gehalten. Unterschritt die Badtemperatur (Ist-Temperatur) die auf dem Kontaktthermometer eingestellte Temperatur (Soll-Temperatur), wurde über ein Magnetventil solange Warmwasser in das Immersionsbad geleitet, bis die Solltemperatur wieder erreicht war. Die Regelgenauigkeit dieses Systemes betrug: Ist-Temperatur = Soll-Temperatur $\pm$ 0,5° Celsius.

[1] 34,5 °Celsius (siehe Seite 17)

2.4. Versuchsablauf

Die Versuchsserie wurde in der Zeit von Dezember 1968 bis August 1969 durchgeführt. Die Einzelversuche begannen um 8^{00} Uhr und waren gegen 16^{00} Uhr beendet.

Vor Versuchsbeginn wurde jede Versuchsperson angehalten, Darm und Blase zu entleeren. Dann legte sie sich, nur mit einer Badehose bekleidet, auf die oben beschriebene Liege und wurde mit einer Decke zugedeckt. Es wurde dafür gesorgt, daß die Versuchsperson weder fror noch schwitzte. Die Raumtemperatur betrug in der Vorperiode (Zeit vor der Immersion) durchschnittlich 24^{o} Celsius.

Die Kopf- und Armstützen wurden in den vorher angegebenen Grenzen für die Versuchsperson bequem eingestellt. Dann folgte das Anlegen der Oberarmmanschette. Anschließend wurde je eine tiefe und eine oberflächliche Vene punktiert und mit den Statham-Elementen über Katheter verbunden. Zum Auffinden der tiefen Venen richteten wir uns nach den Hinweisen von Mottram (33): Unter den Muskeln am distalen Rand der regio cubiti (M. brachioradialis, M. pronator teres) tritt ein tiefer Ast der Vena mediana cubiti hervor. In diesen Ast konnte der Katheter retrograd eingeschoben werden.

Waren die Venenkatheter zufriedenstellend plaziert, folgte das Anlegen des Whitney-Gauges, der Temperatursonde und

der Handmanschette in dieser Reihenfolge. Das Whitney-Gauge wurde ca. 13 cm proximal des Handgelenkes (Bezugspunkt: caput ulnae) montiert, die Temperatursonde möglichst nahe am Whitney-Gauge mit Heftpflaster auf der Haut befestigt.

Nach der Montage aller Meßeinrichtungen erfolgte eine Funktionsprobe, sowie eventuelle Korrekturen (z.B. genaues Einstellen der Statham-Elemente auf die Höhe der Katheteröffnungen in den Venen). Arbeiteten alle Instrumente einwandfrei, folgte ihre Eichung. Das Whitney-Gauge konnte mit einer Spindel um definierte Strecken gedehnt und so geeicht werden (12) (46). Die Eichung der Statham-Elemente erfolgte mit einem Druckeichgerät nach O.H. Gauer, die der Temperatursonde mit einem Quecksilberthermometer.

Ein Tagesversuch gliederte sich in ca. 3 Stunden Vorperiode und ca. 4,5 Stunden Badeperiode (Immersion). Ungefähr jede halbe Stunde wurde ein Stauversuch von 10 min. Dauer gemacht. Ein solcher Stauversuch spielte sich wie folgt ab: Die an den Statham-Elementen angebrachten Dreiwegehähne wurden so gedreht, daß der Umgebungsluftdruck für ca. 0,5 min. registriert wurde. Danach erfolgte wieder Umschaltung auf Registrierung des Venendruckes. Als nächster Schritt folgte das Aufblasen der Handmanschette auf einen Druck von 300 mmHg $\pm$ 10 mmHg (16) (17) (23). Danach wurde 1 min. gewartet(23), bevor die Oberarmmanschette mit dem beschriebenen druckkonstanten System auf 40 mmHg $\pm$0,5 mmHg aufgeblasen wurde. Genau 10 min. nach Aufblasen der Ober-

armmanschette wurde der Druck wieder abgelassen. Nach einer Wartezeit von einer Minute wurde auch der Druck aus der Handmanschette abgelassen.

Abb. 5 zeigt die Registrierung eines Stauversuches.

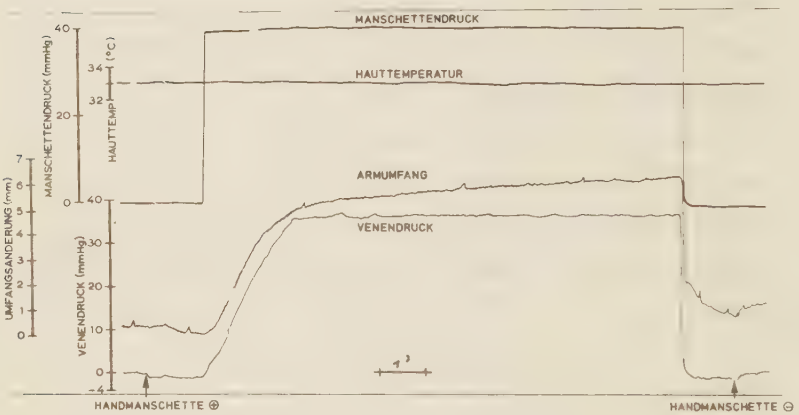


Abb. 5: Registrierung eines Stauversuches

Zwischen den einzelnen Stauversuchen wurden die Blutproben für die Messung der O_2- Sättigung aus den tiefen bzw. oberflächlichen Venen entnommen. In Anlehnung an die von Mottram (33) beschriebene Technik wurden dazu mit Heparin gespülte 2 ml Plastikspritzen benutzt. Mit ihnen wurde aus den Venenkathetern Blut aspiriert und anschließend die O_2- Sättigung mit dem "Hemoreflector" der Firma Kipp+Zonen bestimmt.

Um gute Druckregistrierung zu gewährleisten, wurde das gesamte Kathetersystem vor jedem Stauversuch gespült. Dazu wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet, der Heparin zugesetzt war. (5000 I.E. Heparin auf 1000 ml sterile und pyrogenfreie NaCl-Lösung)

Gegen 12^{00} Uhr - nach Beendigung der Vorperiode - wurde die Versuchsperson samt Liege mit Hilfe eines Flaschenzuges in das Wasserbad gehoben. Die Temperatur des Wassers (Indifferenztemperatur) wurde auf $34,5^{\circ}$ Celsius eingestellt und bei Bedarf um einige Zehntelgrade nach oben oder unten verstellt, um der individuellen Indifferenztemperatur möglichst nahe zu kommen.

Der Wasserspiegel wurde so eingestellt, daß das Sternum der liegenden Versuchsperson ca. 2 cm darunter lag. Kopf und Arm mit Meßinstrumenten befanden sich oberhalb des Wasserspiegels.

Während der Immersion liefen die Stauversuche so ab wie in der Vorperiode.

Die zur Gruppe II ("hydriert") gehörenden Versuchspersonen bekamen jede volle Stunde 100 ml Leitungswasser zu trinken. Einige Versuchspersonen dieser Gruppe verspürten während der Immersion einen starken Harndrang, so daß sie mit dem Flaschenzug für ca. 5 min. aus dem Bad gehoben wurden und in eine Flasche Harn lassen konnten.

Nach dem letzten Stauversuch wurden noch einmal alle Eichungen wiederholt. Durch Vergleich der zweiten mit der ersten Eichung kann eine Änderung der Empfindlichkeit der Meßgeräte festgestellt werden, bedingt zum Beispiel durch ein Absinken der von der Stromquelle gelieferten Spannung. Da vor jedem Versuchstag die als Stromquelle benutzten Batterien neu geladen wurden, war der Spannungsabfall im Verlauf eines Versuchstages gering und verursachte keine mit unseren Geräten meßbaren Empfindlichkeitsänderungen. Nach Entfernen aller Meßinstrumente von der Versuchsperson konnte diese aus dem Bad steigen. Um einem orthostatischen Kollaps vorzubeugen (5) (10) (12), schloß sich eine kurze Liegeperiode an. Zwei der 11 Versuchspersonen gaben an, unmittelbar nach der Immersionsphase Schwindelanfälle gehabt zu haben. Nach der Liegeperiode kleideten sich die Versuchspersonen wieder an.

3. Ergebnisse

3.1. Armumfang

Die mit dem Whitney-Gauge gemessenen Umfangsänderungen des Unterarmes wurden während der ganzen Versuchsdauer registriert. Die Ausgangswerte der Umfangsmessung für die einzelnen Stauversuche wurden 1 min. nach Aufblasen der Handmanschette und vor Aufblasen der Oberarmmanschette gewonnen (siehe Abb. 5). Diese Ausgangswerte bedürfen der zeitliche Zuordnung zueinander; sie geschieht durch die Wahl des Immersionsbeginnes als Ursprung der Zeitachse.

Die kürzeste Periode vor Immersion (Vorperiode) dauerte 1,5 Stunden; der Unterarmumfang jeder Versuchsperson zur Zeit t = -1,5 h galt deshalb als Nullwert U_o für alle Ausgangswerte U_t der jeweiligen Versuchsperson.

Die Mittelwerte der Differenz $U_t - U_o$ beider Gruppen sind mit Regressionsgeraden in der Abb. 6 dargestellt. Daraus ist ersichtlich, daß der Armumfang bei den Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") in der Immersion zunimmt und bei den Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert") nahezu unverändert bleibt.

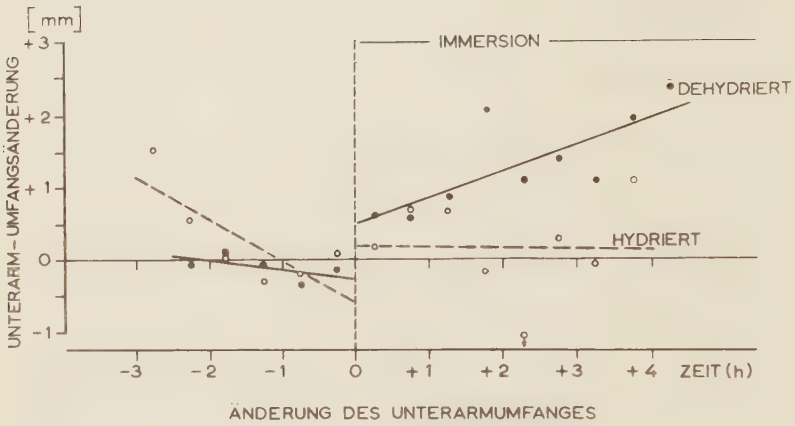


Abb. 6: Änderung des Unterarmumfanges, Regressionsgeraden. Punkte bzw. Kreise bedeuten Mittelwerte aus den Einzelmessungen im entsprechenden Intervall. Messungen an 9 Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") und 7 Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert"). Der Unterschied im Anstieg der Kurven ist signifikant (t - Test): Vorperiode: $0{,}025 > p > 0{,}02$

Immersionsperiode: $0{,}02 > p > 0{,}01$

Zur Ableitung einer angenähert quantitativen Beziehung zwischen Umfangsänderung und Volumenänderung dient folgende Überlegung: Die Abb. 7 stellt ein Unterarmsegment vereinfacht als zylindrischen Körper dar.

Das Segment hat:

die Länge b

den Durchmesser d

den Umfang U

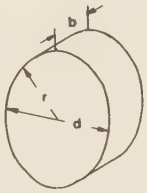


Abb. 7: Unterarmsegment

Für den Kreisumfang U gilt $U = \pi \cdot d$. Da $d = 2 \cdot r$ ist, folgt $r = \frac{U}{2 \cdot \pi}$. Das Volumen des Segmentes ist $V = F \cdot b$, wobei $F = \pi \cdot r^2$; folgt also $V = \pi \cdot r^2 \cdot b = \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot U^2$. Eine Umfangsänderung sei ΔU. Für den Umfang gilt demnach $\Delta U = U_2 - U_1$. Entsprechend gilt für das Volumen

$$\Delta V = V_2 - V_1 = \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot U_2^2 - \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot U_1^2$$

$$\Delta V = \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot (U_2^2 - U_1^2)$$

Da $U_2 = U_1 + \Delta U$, folgt

$$\Delta V = \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot (U_1^2 + 2 U_1 \cdot \Delta U + \Delta U^2 - U_1^2), \text{ und weiter}$$

$$\Delta V = \frac{b}{4 \cdot \pi} \cdot (2 \cdot U_1 \cdot \Delta U + \Delta U^2).$$

Man gewinnt eine Gleichung für die Berechnung von Volumenänderungen, in die die Größen b, U_1 und ΔU eingehen. Die Umfangsänderung ΔU war die mit dem Whitney-Gauge gemessene Größe. Für den Segmentumfang U_1 wurde der Mittelwert aus 6 Messungen verwendet. Der Umfang des Unterarmes 13 cm proximal des distalen Ulnaköpfchens betrug bei 6 Versuchspersonen $24{,}6 \pm 1{,}1$ cm.

Bei den in der Literatur angegebenen Werten für Durchblutung und kapillären Filtrationskoeffizienten CFC wird auf 100 ml soft tissue bezogen. Damit unsere Meßergebnisse mit denen anderer Untersucher verglichen werden können, wurde die Segmentbreite b so gewählt, daß das der Umrechnung von ΔU zu ΔV zugrunde liegende Unterarmsegment 100 ml soft tissue enthält.

Nach Cooper et al. (9) sind 13,7 % des Unterarmvolumens Knochengewebe. Das spezifische Gewicht γ_{st} von soft tissue wurde nach Angaben dieser Autoren berechnet:

$\gamma_{st} = 1{,}02 \ \frac{gr}{ml}$.

$$V \cdot (1 - 0{,}137) \cdot \gamma_{st} = 100 \text{ gr soft tissue}$$

$$V = \frac{100}{(1 - 0{,}137) \cdot \gamma_{st}} \quad ; \qquad V = \frac{b}{4\pi} \cdot U^2$$

$$\gamma_{st} = 1{,}02 \ \frac{gr}{ml} \ ; \quad U = 24{,}6 \text{ cm}$$

$$b = \frac{4 \cdot \pi \cdot 100}{U^2 \cdot (1 - 0{,}137) \cdot \gamma_{st}} = 2{,}36 \text{ cm}$$

Zu einer gemessenen Umfangsänderung ΔU kann also eine zugehörige Volumenänderung ΔV berechnet werden. Bei einer Segmentbreite b = 2,36 cm ist diese Volumenänderung auf 100 gr soft tissue bezogen. Soll eine Volumenänderung auf 100 ml Unterarm bezogen werden, so beträgt die zugehörige Segmentbreite b = 2,08 cm.

Diesen Umrechnungen liegen eine Reihe von Voraussetzungen zugrunde, die nur angenähert erfüllt sind. Die so berechneten Größen haben deshalb den Charakter einer Schätzung. An Voraussetzungen wird u.a. gemacht:

1. Bei Volumenänderung findet keine Längenänderung des Segmentes statt.
2. Der Segmentquerschnitt bleibt bei Volumenänderungen kreisförmig. (Über der Zusammenhang von Umfangs - und Volumenänderungen bei Segmenten mit nicht kreisförmigen Querschnitten siehe Whitney [46].)
3. Im Segment sind die unterschiedlichen Gewebe im gleichen Verhältnis vertreten wie im gesamten Unterarm.

Wie aus Abb. 6 hervorgeht, nimmt der Armumfang bei den Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") während 4 Std. Immersion um durchschnittlich 2 mm zu. Das entspricht einer Volumenzunahme von 1,85 $\frac{\text{ml}}{\text{100 gr soft tissue}}$. Nach den wissenschaftlichen Tabellen Geigy [11] beträgt der Anteil von Muskeln, Haut und Fett am Gesamtkörpergewicht ca. 60%.

Nimmt man an, daß diese Volumenzunahme durch Flüssigkeitsverschiebung von intra- nach extravasal zustande gekommen ist und im gesamten soft tissue des Körpers stattgefunden hat, errechnet sich für eine 7o kg schwere Person eine gesamte Flüssigkeitsverschiebung von ca. 78o ml. Diese Schätzung liegt in der nach der Arbeit von Behn et al. (4) für dehydrierte Versuchspersonen erwarteten Größenordnung.

Es muß weiterhin diskutiert werden, ob die gemessene Volumenzunahme bei der Gruppe I durch den Anstieg der Blutfülle bei vergrößerter Unterarmdurchblutung verursacht sein könnte. Wie aus Abb. 9 hervorgeht, verhält sich in beiden Gruppen sowohl in der Vorperiode wie auch in der Immersionsperiode die Durchblutung in etwa gleichsinnig.
Die Unterarmvolumina verhalten sich jedoch nicht gleichsinnig (siehe Abb. 6):

Gruppe	Vorperiode	Immersion
I	gleichbleibend	ansteigend
II	abfallend	gleichbleibend

Dieses Verhalten spricht gegen die Vermutung, die Veränderungen des Unterarmvolumens seien hauptsächlich bedingt durch das Ausmaß der Durchblutung.

Man kann sich einen quantitativen Überblick über den Einfluß des regionalen Blutgehaltes auf das Volumen des Unterarmsegmentes verschaffen:

Wie aus Abb. 10 hervorgeht und später diskutiert wird, hat die Haut an der gemessenen Mehrdurchblutung nur geringen Anteil. Da andererseits nach Cooper et al. (9) Sehnen, Fett und Faszien Gewebe mit geringer Vaskularisierung sind, wird die Mehrdurchblutung hauptsächlich die Muskeln betreffen. Bei Mellander und Johansson (30) finden sich folgende Werte: Blutgehalt eines Muskels in Herzhöhe in Ruhe: ca. 2,75 ml / 100 gr Gewebe. Bei maximaler Gefäßdilatation, hervorgerufen durch intraarterielle, "supramaximale" Dosen Azetylcholin, steigt dieser Wert um 30% auf ca. 3,6 ml / 100 gr Gewebe.

Das entspräche bei dem betrachteten Unterarmsegment mit 74 gr Muskelgewebe (9) einer Steigerung des regionalen Blutgehaltes um ca. 0,63 ml. Eine Volumenzunahme um 0,63 ml bewirkt an dem betrachteten Unterarmsegment eine Umfangszunahme von ca. 0,7 mm. Bei maximaler Gefäßdilatation beträgt also die durch den vermehrten regionalen Blutgehalt hervorgerufene Umfangszunahme ca. 30 % der während der vierstündigen Immersion gemessenen Umfangszunahme von 2 mm. Der in den vorliegenden Versuchen gemessene Anstieg der Durchblutung lag weit unter den Werten für die Durchblutung bei maximaler Gefäßdilatation.
Nach Mellander und Johansson(30):

Muskeldurchblutung in Ruhe: $2 - 5 \frac{ml}{min \ 100 \ gr \ tissue}$

Bei maximaler Gefäßdilatation: $40 - 60 \frac{ml}{min \ 100 \ gr \ tissue}$

In der vorliegenden Untersuchung (siehe Kap. 3.3.):

Vorperiode: 3,4 $\frac{mm}{min}$ Unterarmumfangsänderung; das entspricht

ca. 3 $\frac{ml}{min \cdot 100\ gr\ soft\ tissue}$

Immersion: 5,2 $\frac{mm}{min}$ Unterarmumfangsänderung; das entspricht

ca. 4,5 $\frac{ml}{min \cdot 100\ gr\ soft\ tissue}$

Danach kann geschlossen werden, daß die Zunahme der Durchblutung nur einen geringen Einfluß auf die Zunahme des Unterarmvolumens hat.

3.2. Kapillärer Filtrationskoeffizient (CFC)

Im Verlauf eines Stauversuches (Abb. 5) zeigt die Registrierung des Armumfanges nach dem initialen steilen Anstieg einen weiteren, wesentlich schwächeren Anstieg. Dieser zweite, schwächere Anstieg wird durch Filtrationsvorgänge im Kapillarbereich hervorgerufen (8) (28) (31) (32) (35) (36). Mit Hilfe der Isotopentechnik sind Ergebnisse erarbeitet worden, die diese Auffassung stützen (26). Jedoch kommt Rieckert (38) mit einer ähnlichen Untersuchungstechnik zu Werten für den kapillären Filtrationskoeffizienten CFC, die um ca. zehn Prozent niedriger liegen als die Werte anderer Untersucher. Aus dieser, in der Dimension

$\frac{\text{mm Umfangszunahme}}{\text{Zeiteinheit}}$ gemessenen Größe läßt sich der Wert

für den kapillären Filtrationskoeffizienten CFC angenähert berechnen. Die Dimension des kapillären Filtrationskoeffizienten ist: $\frac{\text{ml}}{\text{100 gr soft tissue} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg}}$. Der Rechengang wurde in Kap. 3.1. beschrieben. Aus Abb. 8 geht hervor, daß sich die Werte für den CFC bei den beiden Versuchsgruppen nicht wesentlich unterscheiden.

Der kapilläre Filtrationskoeffizient CFC ist definiert als der Proportionalitätskoeffizient der Starling' schen Gleichung, die in ihrer einfachsten Form (nach Meilander und Johansson (30)) lautet:

Filtrationsrate = $CFC \cdot (\Delta P_c - \Delta \pi_c)$.

Dabei bedeutet ΔP_c der hydrostatische transkapilläre Druckgradient und

$\Delta \pi_c$ der kolloidosmotische transkapilläre Druckgradient.

Nach Untersuchungen von Pappenheimer (35) werden 80% der durch den Stauvorgang bewirkten venösen Drucksteigerung auf das Kapillargebiet übertragen. Die in Abb. 8 gezeigten Kurven für den Verlauf des CFC werden demnach errechnet aus

a) der in der Zeiteinheit durch Filtration hervorgerufenen Umfangsänderung und
b) 80% der dazugehörigen venösen Drucksteigerung.

Sie werden außerdem bezogen auf

c) das betrachtete Unterarmsegment.

Zur Unterscheidung zwischen Auswärtsfiltration und Nachdehnung (delayed compliance) der Unterarmvenen wurden von uns Versuche mit mehr als 20 min. Staudauer gemacht. Pordiuncula et al. (37) geben an, daß die Nachdehnung nach 20 min. abgeschlossen ist. In den erwähnten Versuchen wurde auch nach 20 min. ein gleichmäßiger Anstieg der Unterarmumfangskurve registriert. Guyton et al. (18) kommen bei der Unterscheidung von Filtration und Nachdehnung zu ähnlichen Ergebnissen. Es kann deshalb geschlossen werden, daß in unseren Versuchen durch die Vernachlässigung der Nachdehnung kein wesentlicher Fehler bei der Bestimmung des CFC gemacht wurde.

Der kapilläre Filtrationskoeffizient CFC ist eine Funktion von zwei Größen, der Kapillarpermeabilität und der für den Stoffaustausch zur Verfügung stehenden Kapillaroberfläche (8) (30). Die Kapillaroberfläche hängt von der Anzahl der offenen Kapillaren ab, diese Anzahl wiederum vom Tonus der präkapillären Sphinkteren. Es wurde angenommen, daß die Kapillarpermeabilität unter den Bedingungen der vorliegenden Versuche unbeeinflußt bleibt. Die Größe des CFC ist dann nur noch vom Tonus der präkapillären Sphinkteren abhängig (25).

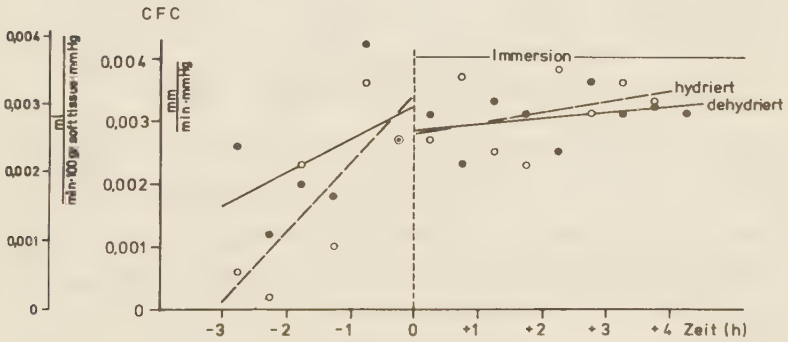


Abb. 8: Verlauf des kapillären Filtrationskoeffizienten CFC, Regressionsgeraden. Punkte bzw. Kreise bedeuten Mittelwerte aus den Einzelmessungen im entsprechenden Intervall. Messungen an 8 Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") und 7 Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert").

Die Angabe in der Dimension $\frac{ml}{min \cdot 100\ gr\ soft\ tissue \cdot mmHg}$ hat den Charakter einer Schätzung (Kap. 3.1).

Aus Abb. 8 ist ersichtlich, daß die Werte für den CFC in der Vorperiode ansteigen und während der Immersion nahezu gleichbleibend verlaufen. Wesentliche Unterschiede zwischen den CFC - Werten beider Gruppen unterschiedlich vorhydrierter Versuchspersonen ergeben sich nicht. während der Immersion betrug der CFC

ca. 0,003 $\frac{\text{mm}}{\text{min} \cdot \text{mmHg}}$ Unterarmumfangsänderung;

das entspricht

ca. 0,003 $\frac{\text{ml}}{\text{min} \cdot \text{100 gr soft tissue} \cdot \text{mmHg}}$.

Mellander und Öberg (31) geben für den CFC, gemessen am Unterarm des Menschen, Werte zwischen

0,0035 und 0,009 $\frac{\text{ml}}{\text{min} \cdot \text{100 gr soft tissue} \cdot \text{mmHg}}$ an.

Berücksichtigt man, daß die zur Berechnung des CFC gewählte Methode nur ein Näherungsverfahren war, befinden sich die in der vorliegenden Untersuchung bestimmten Werte in ausreichender Übereinstimmung mit den in der Literatur angegebenen.

3.3. Durchblutung

Abb. 9 zeigt den Verlauf der Unterarmdurchblutung während der Versuchsperiode, für die beiden Gruppen getrennt dargestellt.

Abb. 1o stellt den Verlauf der Sauerstoffsättigung des Blutes aus tiefen und oberflächlichen Venen dar, sowie die Differenz zwischen beiden Kurven. Es ist deutlich, daß in der Immersion die Sauerstoffsättigung im Blut tiefer Venen stärker zunimmt als die im Blut oberflächlicher Venen. Die Abb. 1o zeigt Ergebnisse von 9 Versuchspersonen. 5 Versuchspersonen davon gehörten zur Gruppe I ("dehydriert"), der Rest zur Gruppe II ("hydriert").

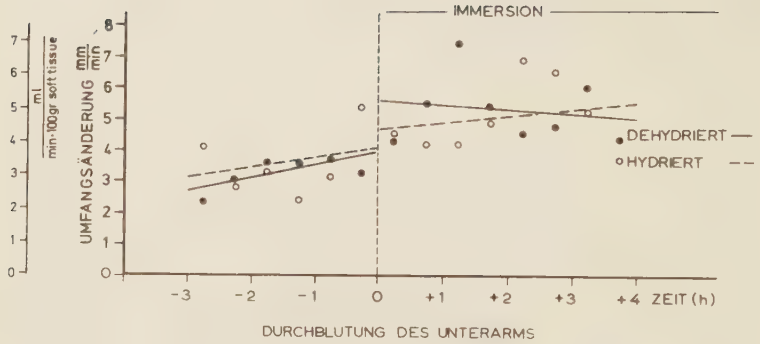


Abb. 9: Verlauf der Unterarmdurchblutung, Regressionsgeraden. Punkte bzw. Kreise bedeuten Mittelwerte aus den Einzelmessungen im entsprechenden Intervall. Messungen an 9 Versuchspersonen der Gruppe I ("dehydriert") und 7 Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert").

Die Angabe in $\frac{\text{ml}}{\text{min} \cdot \text{loo gr soft tissue}}$ hat den Charakter einer Schätzung (Kap. 3.1).

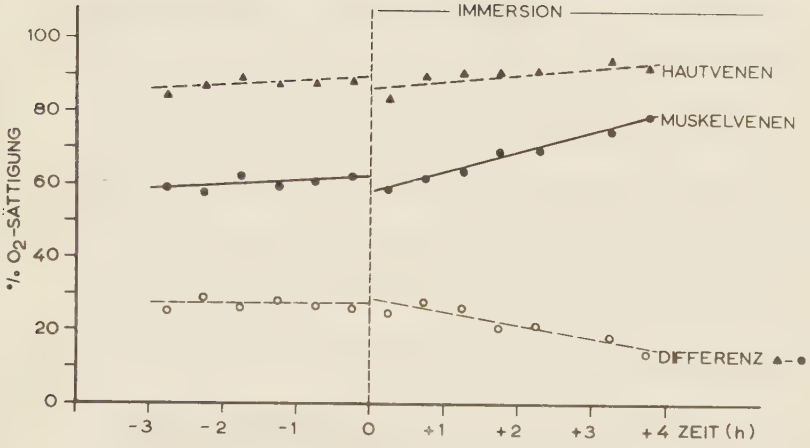


Abb. 1o: Verlauf der O_2-Sättigung im Blute tiefer und oberflächlicher Venen, Regressionsgeraden. Punkte bzw. Dreiecke bedeuten Mittelwerte aus den Einzelmessungen an 9 Versuchspersonen.

Der Anstieg der O_2-Sättigung im Blut der Muskelvenen bei Immersion unterscheidet sich signifikant (t - Test)

1. vom Anstieg der O_2-Sättigung im Blut der Hautvenen bei Immersion: $p < o,ool$
2. vom Anstieg der O_2-Sättigung im Blut der Muskelvenen in der Vorperiode: $p < o,ool$

3.3.1. Messungen mit dem Whitney-Gauge.

Die Durchblutung am Unterarm wurde mit einem Whitney-Gauge gemessen. Einzelheiten siehe Kap. 2.3. Der initiale, steile Anstieg der Umfangskurve bei einem Stauversuch (siehe Abb. 5) gilt als Maß für die Größe der Durchblutung [17]. Die gemessene Umfangsänderung pro Zeiteinheit wurde auf ein Unterarmsegment bezogen, das entweder ca. 100 gr soft tissue enthält oder ein Volumen von 100 ml hat (siehe Kap. 3.1.).
Es ergibt sich die Dimension für die Durchblutung:

$$\frac{\text{ml}}{\text{min} \cdot \text{100 gr soft tissue}} \quad \text{oder} \quad \frac{\text{ml}}{\text{min} \cdot \text{100 ml Unterarm}} .$$

Bei Stimulierung der intrathorakalen Rezeptoren, z.B. durch Vermehrung des intrathorakalen Blutvolumens, findet man eine gesteigerte Durchblutung der Peripherie. Diese Zunahme der Durchblutung wurde sowohl bei Immersion (7) (22) (12) als auch bei Unterdruckatmung (6) beobachtet. Es handelt sich dabei um einen nervalen Effekt (2) (40) mit Einfluß auf die Widerstandsgefäße (25) (29).

In unseren Versuchen wurde eine durchschnittliche Zunahme der Unterarmdurchblutung bei Immersion im Vergleich zur Vorperiode von 53% gemessen.

a) Vorperiode:

$3{,}4 \pm 1{,}3$ (SD) $\frac{mm}{min}$ Umfangsänderung entspricht

ca. 3,2 $\frac{ml}{min \cdot 100 \text{ gr soft tissue}}$ oder

ca. 2,8 $\frac{ml}{min \cdot 100 \text{ ml Unterarm}}$

(Mittelwert aus 81 Messungen)

b) Immersionsperiode:

$5{,}2 \pm 1{,}7$ (SD) $\frac{mm}{min}$ Umfangsänderung entspricht

ca. 4,9 $\frac{ml}{min \cdot 100 \text{ gr soft tissue}}$ oder

ca. 4,3 $\frac{ml}{min \cdot 100 \text{ ml Unterarm}}$

(Mittelwert aus 119 Messungen)

Der Unterschied ist signifikant: $p < 0{,}001$ (t - Test)

Die Messung der Durchblutung am Unterarm ist nur dann korrekt, wenn der ganze Arm distal der Manschette vom Plethysmographen umschlossen wird, oder wenn der distal aus dem Plethysmographen herausragende Teil des Armes mit einer Manschette von der Blutzirkulation getrennt wird (16) (17) (23). Entsprechend muß auch bei Verwendung eines Whitney-Gauges verfahren werden. Von uns durchgeführte Kontrollmessungen zur Abschätzung des Einflusses einer Handmanschette auf die Durchblutung des Unterarmes ergaben:

a) Durchblutung in Vor- und Immersionsperiode, gemessen mit Handmanschette:

$3{,}8 \pm 1{,}2$ (SD) $\frac{mm}{min}$ Umfangsänderung entspricht

ca. $3{,}6$ $\frac{ml}{min \cdot 100\ gr\ soft\ tissue}$ oder

ca. $3{,}1$ $\frac{ml}{min \cdot 100\ ml\ Unterarm}$

(Mittelwert aus 162 Messungen)

b) Durchblutung in Vor- und Immersionsperiode, gemessen ohne Handmanschette:

$7{,}3 \pm 3{,}6$ (SD) $\frac{mm}{min}$ Umfangsänderung entspricht

ca. $6{,}8$ $\frac{ml}{min \cdot 100\ gr\ soft\ tissue}$ oder

ca. $6{,}0$ $\frac{ml}{min \cdot 100\ ml\ Unterarm}$

(Mittelwert aus 20 Messungen)

Der Unterschied ist signifikant: $p < 0{,}001$ (t - Test)

Eine Handmanschette verringert also die Unterarmdurchblutung um 47%. Die gemessenen Werte für die Durchblutung stehen in guter Übereinstimmung mit Werten anderer Untersucher (8) (9).

3.3.2. O_2- Sättigung im Blut tiefer und oberflächlicher Venen.

Der Hautdurchblutung kommt eine wichtige Funktion bei der Regulation der Körpertemperatur zu: sie nimmt ab bei mäßiger Kälte und kann stark zunehmen bei hoher Umgebungstemperatur (16) (39). Die Muskeldurchblutung verhält sich im Bereich der "thermoneutralen Zone"[1] zur Hautdurchblutung jedoch überwiegend gegensinnig (1). Da sich die Versuchspersonen während des ganzen Versuchsablaufes in der thermoneutralen Zone befanden und die Hauttemperatur während dieser Zeit nur um max. 2,7 ^{o} C schwankte (meist jedoch viel weniger), kann der bei Immersion gemessene Anstieg der Durchblutung überwiegend auf die Muskeln bezogen werden (22).

Wie aus Abb. 10 ersichtlich, nimmt bei Immersion die O_2-Sättigung im Blut tiefer Venen stärker zu als im Blut oberflächlicher Venen. Dieses Ergebnis stützt die Annahme, daß die bei Immersion gemessene Mehrdurchblutung vorwiegend die Muskeln betrifft.

[1] Mit steigender und mit fallender Umgebungstemperatur nimmt der Energieumsatz beim Menschen zu. Zwischen beiden Bereichen steigenden Energieumsatzes liegt die metabolisch neutrale oder thermoneutrale Zone.

4. Diskussion

Bei Immersion nahm die Durchblutung des Unterarmes um 53% zu (Kap. 3.3.1). Die Zunahme betraf hauptsächlich die Muskeldurchblutung.

Temperaturschwankungen der Haut beeinflussen vorwiegend die Hautdurchblutung; sie haben folglich bei unseren Versuchen keinen wesentlichen Einfluß auf die auch von anderen Autoren beobachtete Mehrdurchblutung des Unterarmes bei Immersion.

Die größte Änderung von Kreislaufparametern bei Immersion betrifft das zentrale Blutvolumen. Die beobachtete Mehrdurchblutung der Unterarmmuskulatur läßt sich deshalb auf Reizung intrathorakal gelegener Volumenrezeptoren zurückführen, die ein Absinken des peripheren Strömungswiderstandes bewirken können (40).

Nahezu jede Änderung des Gefäßtonus hat eine Änderung des Verhältnisses post- zu praekapillärem Widerstand $\frac{r_v}{r_a}$ zur Folge: bei Dilatation der Widerstandsgefäße nimmt das Verhältnis $\frac{r_v}{r_a}$ zu, es steigt der hydrostatische Kapillardruck p_c. Ein Anstieg von p_c verändert das Filtrationsgleichgewicht im Kapillarbereich (vgl. Starling'sche Gleichung Kap. 1), es kommt zu einer Flüssigkeitsverschiebung nach extravasal (wenn die übrigen Faktoren der Starling'schen Gleichung unverändert bleiben). Diese Flüssigkeitsver-

schiebung zeigt sich in der Zunahme des Armumfanges bei der Gruppe der "dehydrierten" Versuchspersonen während der Immersion (Abb. 6).

Der hydrostatische Druck im Interstitium p_{if} wirkt einer Auswärtsfiltration entgegen (Kap. 1). Durch unterschiedliche Wasserzufuhr während der Versuchvorbereitung (Kap.2.1) wurde versucht, den p_{if} der Versuchspersonen der Gruppe II ("hydriert") im Vergleich zur Gruppe I ("dehydriert") zu erhöhen. Entsprechend ist bei den Versuchspersonen der Gruppe II während der Immersion trotz gleicher Zunahme des hydrostatischen Kapillardruckes p_c (sichtbar an der gleichgroßen Zunahme der Durchblutung) keine Zunahme des Armumfanges, d.h. der Auswärtsfiltration meßbar (Abb. 6).

Im Gegensatz zur Immersionsperiode nimmt in der Vorperiode der Unterarmumfang bei den Versuchspersonen beider Gruppen ab. Entsprechend dem für Gruppe II höher angesetzten hydrostatischen interstitiellen Druck p_{if} nimmt in dieser Gruppe der Unterarmumfang stärker ab als in der Gruppe der "dehydrierten" Versuchspersonen.

Der kapilläre Filtrationskoeffizient CFC nimmt in der Vorperiode zu und bleibt in der Immersionsperiode nahezu unverändert. Signifikante Unterschiede zwischen den Kurven für den CFC beider Gruppen bestehen nicht. Trotz Zunahme des CFC in der Vorperiode nimmt der transkapilläre Nettofluß ab, trotz Konstanz des CFC in der Immersionsperiode

nimmt der transkapilläre Nettofluß im Vergleich zur Vorperiode zu.

Die gemessenen Änderungen des CFC liefern also keine Erklärung für die beobachteten Filtrationsvorgänge.

In der vorliegenden Arbeit wurden Unterschiede zwischen einzelnen Meßergebnissen mit dem Student - Test (t - Test) auf Signifikanz geprüft. Dieser Test hat eine normalverteilte Grundgesamtheit zur Voraussetzung. Es kann keine sichere Aussage darüber gemacht werden, ob diese Voraussetzung zutrifft. Alle aufgeführten Angaben über Signifikanzen sind deshalb entsprechend vorsichtig zu interpretieren.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Untersuchung wurde an zwei Gruppen unterschiedlich vorhydrierter Versuchspersonen mit der Methode der Immersion intrathorakale Hypervolämie erzeugt.

In beiden Gruppen nahm die Durchblutung der Peripherie bei Immersion um 53% zu. Es wurde gezeigt, daß diese Mehrdurchblutung hauptsächlich die Muskulatur betraf.

In beiden Gruppen kam es zum Anstieg des transkapillären Nettoflusses, jedoch nur in der Gruppe der "dehydrierten" Versuchspersonen wurde eine Flüssigkeitsverschiebung nach extravasal gemessen. Der Unterschied zur Gruppe der "hydrierten" Versuchspersonen wird mit einem Unterschied im hydrostatischen interstitiellen Druck p_{if} erklärt. Die Größe der Flüssigkeitsverschiebung steht in guter Übereinstimmung mit den Werten aus vorangegangenen Untersuchungen.

Mit den gleichzeitig gemessenen Änderungen des kapillären Filtrationskoeffizienten CFC können die beobachteten Filtrationsvorgänge nicht erklärt werden.

Nach den Ergebnissen dieser Arbeit ist der Anstieg des transkapillären Nettoflusses die Folge einer Erhöhung des hydrostatischen Kapillardruckes p_c. Diese Erhöhung kommt zustande durch eine Verminderung des peripheren Strömungs-

widerstandes - sichtbar an der Zunahme der Durchblutung - und einer Vergrößerung des Verhältnisses post- zu praekapillärem Widerstand $\frac{r_v}{r_a}$.

Die Veränderung des peripheren Strömungswiderstandes und des Verhältnisses $\frac{r_v}{r_a}$ wird als Folge der Reizung intrathorakaler Volumenrezeptoren durch Vergrößerung des zentralen Blutvolumens bei Immersion angesehen.

6. Literaturverzeichnis

1. Aschoff, J.
Wärmehaushalt
in Landois - Rosemann (Hrsg.)
Lehrbuch der Physiologie des Menschen
28. Aufl., Urban und Schwarzenberg, München-Berlin 1960

2. Barcroft, H.
Circulation in sceletal muscle,
im Handbook of Physiology, ed. by Hamilton, W.F. and Dow, P., section 2, vol, 1353-1385,
The Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1963

3. Behn, C.
Flüssigkeitsverteilung und Ausscheidung bei vermehrter Füllung des intrathorakalen Gefäßbereiches in Abhängigkeit von der oralen Wasserzufuhr.
Inauguraldissertation, Berlin 1970

4. Behn, C., Gauer, O.H., Kirsch, K., Eckert, P.
Effects of sustained intrathoracic vascular distension on body fluid distribution and renal excretion in man.
Pflügers Arch. 313, 123-135, 1969

5. Berry, Ch.A., Coons, A.o., Catterson, A.D., Kelly, G.F.
Man's reponse to long-during flight in the gemini spacecraft.
Gemini Midprogram Conference February 23-25 1966

6. Blair, D.A., Glover, W.E., Kidd, B.S.L.
The effect of continuous positive and negative pressure breathing upon the resistance and capacity blood vessels of the human forearm and hand.
Clin. Sci. 18,9, 1959

7. Campbell, L.B., Gooden, B.A., Horowitz, J.D.
Cardiovascular reponses to partial and total immersion in man.
J. Physiol. (London) 202,1 239-250, 1969

8. Cobbold, A., Folkow, B., Kjellmer, I., Mellander, S.
Nervous and local chemical control of pre-capillary sphincters in skeletal muscle as measured by changes in filtration coefficient.
Acta physiol. scand. 57, 180-192, 1963

9. Cooper, K.E., Edholm, O.G., Mottram, R.F.
The blood flow in skin and muscle of the human forearm.
J. Physiol. (London), 128, 258-267, 1955

10. Dietlein, L.F., Judy, W.V.,
Cardiovascular Conditioning
Gemini Midprogram Conference
February 23-25, 1966, Manned Spacecraft Center Houston Texas. S. 381-391

11. Documenta Geigy
Wissenschaftliche Tabellen
7. Auflage, J.R. Geigy AG, Pharma, Basel 1968

12. Echt, M.
Untersuchungen über das Verhalten des Druck- Umfangs-Quotienten und der Durchblutung am Unterarm sowie der Herzfrequenz bei simulierter Schwerelosigkeit.
Inauguraldissertation, Berlin 1970

13. Gauer, O.H.
Kreislauf des Blutes
in Landois-Rosemann (Hrsg.)
Lehrbuch der Physiologie des Menschen,
28. Auflage, Urban und Schwarzenberg, München-Berlin 1962

14. Gauer, O.H., Henry, J.P.
Beitrag zur Homöostase des extraarteriellen Kreislaufs Volumenregulation als unabhängiger physiol. Parameter.
Klin. Wochschr. 34, 356, 1956

15. Gauer, O.H., Henry, J.P.
Circulatory basis of fluid volume control.
Physiological Reviews, 43, 3, 1963

16. Grant, R.T., Pearson, Bruce R.S.
The Blood circulation in the human limb; observations on the differences between the proximal and distal parts and remarks on the regulation of body temperature.
Clin. Sci. 3, 119, 1938

17. Greenfield, A.D.M., Whitney, R.J., Mowbray, J.F.
Methods for the investigation of perpheral blood flow.
British Medical Bulletin 19, 2 101-109, 1963

18. Guyton, A.G., Prather, J., Scheel, K.
Interstitial fluid pressure. Its effect on fluid movement through the capillary wall.
Circ. Res. 19, 1022-1030, 1966

19. Hengst, M.
Einführung in die mathematische Statistik und ihre Anwendung.
Bibliographisches Institut Mannheim, 1967
Hochschultaschenbücher-Verlag
B.I.-Hochschultaschenbuch Nr. 42/42a

20. Henry, J.P., Gauer, O.H., Reeves, J.L.
Evidence of the atrial location of receptors influencing urine flow.
Circ. res. 4:85, 1956

21. Hütte, Bd. I, Theoretische Grundlagen, 28. Auflage
Verlag von Wilhelm Ernst & Sohn, Berlin 1955

22. Jarisch, A.
Der Kreislauf im Bade und bei Anderung der Körperstellung.
Z.f. physikalische Therapie, Jg.3, Heft 1/2, pp 7-12
1950

23. Kerslake, D. McK.
The effect of the application of an arterial occlusion cuff to the wrist on the blood flow in the human forearm.
J. Physiol. (London), 108, 451-475, 1949

24. Kipp & Zonen
Betriebsanleitung der Firma Kipp & Zonen aus Delft/Holland zum Gerät "Hemoreflector" MO 1 zur Bestimmung der O_2-Sättigung im Blut.

25. Kitchin, A.H.
Peripheral blood flow and capillary filtration rates.
British Medical Bulletin, 19, 2; 155, 1963

26. Kjellmer, I.
Studies on exercise hyperemia.
Acta physiol. scand. 64, 244, 1965

27. Linder, A.
Statistische Methoden für Naturwissenschaftler, Mediziner und Ingenieure.
4. Auflage, Birkhäuser-Verlag, Basel u. Stuttgart 1964

28. Mellander, S.
Comparativ studies on the adrenergic neuro-hormonal control of resistance and capacitance blood vessels in the cat.
Acta physiol. scand. 5o, 176, 196o

29. Mellander, S.
The regulation of blood flow. (abridged)
Proceedings of the Royal Society of Medicine, 61,1 pp 55, 1968

3o. Mellander, S., Johansson, B.
Control of resistance, exchange and capacitance function in the peripheral circulation.
Pharmacological Reviews, 2o, 3, 1968

31. Mellander, S., Öberg, B.
Transcapillary fluid absorption and other vascular reactions in the human forearm during reduction of the circulating blood volume.
Acta physiol. scand., 71, 37-46, 1967

32. Michael, J.Mc, Morris, K.M.
J. Physiol., 87, 74P, 1936

33. Mottram, R.F.
The oxygen consumption of human skeletal muscle in vivo
J. Physiol. (London), 128, 268-276, 1955

34. Öberg, B.
Effect of cardiovascular reflexes on net capillary fluid transfer.
Acta physiol. scand., 62, Suppl. 229, 1964

35. Pappenheimer, J.R.
Passage of molecules through capillary walls.
Physiol. Rev., 33, 387-423, 1953

36. Pappenheimer, J.R., Soto-Rivera, A.
Effectiv osmotic pressure of the plasma proteins and other quantities associated with the capillary circulation in the hind limbs of cats and dogs.
Amer. J. Physiol., 152, 471-491, 1948

37. Porciuncula, C.I., Armstrong jr., G.G., Guyton, A.C., Stone, H.L.
Delayed compliance in external jugular vein of the dog.
Amer. J. Physiol., 207, pp 728, 1964

38. Rieckert, H.
Die Hämodynamik des venösen Rückflusses aus der unteren Extremität.
Arch. Kreislaufforschung 62, 293-318, 1970

39. Roddie, I.C., Shepherd, J.T., Whelan, R.F.
Evidence from venous oxygen saturation measurements, that the increase in forearm blood flow during body heating is confined to the skin.
J. Physiol. (London), 134, pp 444, 1956

40. Roddie, I.C., Shepherd, J.T., Whelan, R.F.
Reflex changes in the human skeletal muscle blood flow associated with intrathoracic pressure changes.
Circulation Res., 6, 232-238, 1958

41. Schagen,U., Behn, C., Fischer, F.
In Vorbereitung

42. Sjöstrand, T.,
Volume and distribution of blood and their significance in regulating the circulation.
Physiol. Rev., 33, 202, 1953

43.Tigerstedt, C.
Über die Einwirkung von Bädern auf den Kreislauf.
Skand. Arch. Physiol., 36, 322, 1918

44. Sonnenberg, H., Pearce, J.W.

Renal response to measured blood volumne expansion in differently hydrated dogs.

Amer. J. Physiol., 203, 344-352, 1962

45. Whitney, R.J.
Measurement of changes in human limb volume by means of a mercury-in-rubber strain gauge.
J. Physiol., 109, 5-6P, 1949

46. Whitney, R.J.

The measurement of volume changes in human limbs.

J. Physiol., 121, 1-27, 1953

Herrn Prof. Dr. O.H. Gauer und besonders Herrn Dr. Claus Behn Thiele bin ich für ausdauernde Unterstützung bei dieser Arbeit dankbar.

Das Medizinstudium wurde mir ermöglicht durch ein Zweit - studienstipendium der Stiftung Volkswagenwerk über das Evangelische Studienwerk e.V. Villigst. Ohne dieses Stipendium hätte ich kein Zweitstudium absolvieren können (Faust I, 2802 - 2804). Allen, die mir diese Chance verschafft und erhalten haben, bin ich zu großem Dank verpflichtet.

Lebenslauf

Am 15. April 1937 wurde ich in Dresden geboren. Meine Eltern sind der Ingenieur Herbert Fischer und seine Ehefrau Margarete geb. Große.

Die Volksschule besuchte ich in Dresden und Engelskirchen/Rhld., die Höhere Schule in Bergneustadt/Rhld. und Köln. 1957 legte ich am Albertus Magnus - Gymnasium zu Köln die Reifeprüfung ab.

Von 1957 bis 1962 studierte ich an der Technischen Hochschule München das Fach Maschinenbau. 1962 erwarb ich den akademischen Grad eines Diplom - Ingenieurs. Von 1963 bis 1964 arbeitete ich bei der Allgemeinen Elektricitäts - Gesellschaft (AEG) in Berlin.

1964 erhielt ich von der Stiftung Volkswagenwerk über das Evangelische Studienwerk e.V. Villigst ein Zweitstudien - Stipendium für das Fach Medizin. Von 1964 bis 197o studierte ich an der Freien Universität Berlin Humanmedizin und bestand 197o das Staatsexamen. Seitdem bin ich als Medizinalassistent tätig.

Druck: Dissertationsdruckstelle, 1 Berlin 33, Garystr. 45